

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004 年 5 月 21 日 (21.05.2004)

PCT

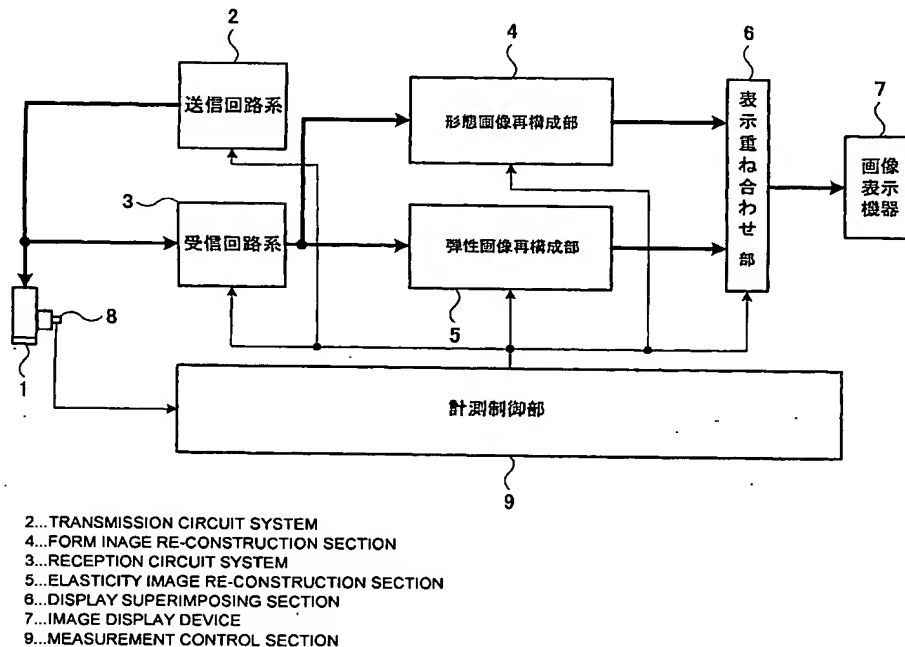
(10) 国際公開番号
WO 2004/041092 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 8/08 (TAMANO, Satoshi) [JP/JP]; 〒277-0054 千葉県 柏市 南増尾 1-20-1-5 12 Chiba (JP). 大坂 卓司 (OSAKA, Takashi) [JP/JP]; 〒270-1176 千葉県 我孫子市 柴崎台 2-2-1 5-301 Chiba (JP). 押木 光博 (OSHIKI, Mitsuhiro) [JP/JP]; 〒273-0134 千葉県 鎌ヶ谷市 西佐津間 1-17-2 1 クールドポワール 102 Chiba (JP). 松村 剛 (MATSUMURA, Takeshi) [JP/JP]; 〒277-0825 千葉県 柏市 布施 903-1-B202 Chiba (JP). 椎名 毅 (SHIINA, Tsuyoshi) [JP/JP]; 〒305-0032 茨城県 つくば市 竹園 2-808-205 Ibaraki (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2003/013771
- (22) 国際出願日: 2003 年 10 月 28 日 (28.10.2003)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2002-312023
2002 年 10 月 28 日 (28.10.2002) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都 千代田区 内神田一丁目 1 番 14 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 玉野 聡
- (74) 代理人: 吉岡 宏嗣 (YOSHIOKA, Koji); 〒160-0023 東京都 新宿区 西新宿 7-2-2 7 KNビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (国内): CN, US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

[続葉有]

(54) Title: BIOLOGICAL TISSUE ELASTICITY MEASUREMENT METHOD AND ULTRASONOGRAPHIC DEVICE

(54) 発明の名称: 生体組織弾性の計測方法および超音波診断装置



(57) Abstract: An ultrasonographic device includes: an ultrasonic probe (1) for transmitting/receiving an ultrasonic wave to/from a test body; means (2) for generating an ultrasonic transmission signal and transmitting it to the ultrasonic probe; means (3) for receiving a reflection echo signal received by the ultrasonic probe; means (4) for re-constructing a form image according to the reception signal processed by the reception processing means; means (5) for re-constructing an

[続葉有]



添付公開書類:

- 国際調査報告書
- 請求の範囲の補正の期限前の公開であり、補正書受領の際には再公開される。

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

elasticity image according to the reception signal processed by the reception processing means; means (7) for displaying the form image and the elasticity image; means (8) for switching between the form image mode and the elasticity image mode; and means (9) for performing control so as to selectively acquire the form image and the elasticity image in the measurement period of the elasticity image mode switched by the mode switching means. Thus, it is possible to perform measurement associated with acquisition of both the form image and the elasticity image of the biological tissue and improve the image quality of the form image such as a B mode image and the image quality of the elasticity image such as elasticity ratio and elasticity distortion.

(57) 要約:

被検体との間で超音波の送受信を行う超音波探触子1と、超音波送信信号を生成して前記超音波探触子に送信する手段2と、前記超音波探触子により受信される反射エコー信号を受信処理する手段3と、該受信処理手段により処理された受信信号に基づいて形態画像を再構成する手段4と、前記受信処理手段により処理された受信信号に基づいて弾性画像を再構成する手段5と、前記形態画像と前記弾性画像を表示する手段7と、形態画像モードと弾性画像モードを切り替える手段8と、該モード切替え手段により切り替えられた前記弾性画像モードの計測期間において前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取得するよう制御する手段9を有してなるものとする事により、生体組織の形態画像と弾性画像の取得に係る計測を両立させて、Bモード像などの形態画像の画質と、弾性率や弾性歪などの弾性画像の画質をそれぞれ向上させる。

明 細 書

生体組織弾性の計測方法および超音波診断装置

5

技術分野

本発明は、生体組織弾性の計測方法および超音波診断装置に係り、特に被検体の生体組織の弾性率又は弾性歪等の弾性画像と生体組織の形態画像とを共に高画質で取得する計測方法および超音波診断装置に関する。

10

背景技術

超音波診断装置は、超音波探触子を用いて超音波を被検体に照射し、その反射エコー信号を用いて被検体内の生体組織の音響特性を計測し、任意の領域の音響特性の相違または変化に基づいて、例えば生体組織の形態画像（例えば、Bモード像、Mモード像等）を再構成し、その形態画像を画面に表示して診断に供する。

最近では、この超音波診断装置を用いて、診断部位の生体組織の弾性率あるいは弾性歪などの弾性情報を計測し、これを弾性率画像あるいは弾性歪画像（以下、これらを弾性画像と総称する）として表示することが提案されている（例えば、公開特許公報JP/P2000-60853A）。これによれば、被検体の生体組織の形態画像と、弾性率又は弾性歪等の弾性画像とを同時に、あるいは交互に取得して、形態画像と弾性画像を同一画面に並べて又は重ねて表示するようにしている。

しかし、上記公報に記載された超音波診断装置は、形態画像と弾性画像を共に高画質で取得する計測方法については配慮されていない。

発明の開示

本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波の送受信を行う超音波

探触子と、超音波送信信号を生成して前記超音波探触子に送信する手段と、前記超音波探触子により受信される反射エコー信号を受信処理する手段と、該受信処理手段により処理された受信信号に基づいて形態画像を再構成する手段と、前記受信処理手段により処理された受信信号に基づいて弾性画像を再構成する手段と、前記形態画像と前記弾性画像を表示する手段と、形態画像モードと弾性画像モードを切り替える手段と、該モード切替え手段により切り替えられた前記弾性画像モードの計測期間において前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取得するよう制御する手段を有してなることを特徴とする。

- 5 このように、本発明によれば、モード切替え手段により切り替えられた弾性画像モードの計測期間、つまり弾性診断モードの計測期間において、形態画像と弾性画像を選択的に取得するよう制御する手段が設けられたことから、両画像を共に高画質で取得することができる。

- 15 この場合において、形態画像計測用と弾性画像計測用の超音波送信信号として、それぞれの計測に好適な振幅、波数あるいは周波数を有する超音波送信信号が適用される。具体的には、形態画像用の超音波送信信号を生成する第1の送信信号生成手段と、形態画像用の超音波送信信号よりも振幅が大きい超音波、波数が多い超音波、周波数が低い超音波の少なくとも一の超音波からなる弾性画像用の超音波送信信号を生成する第2の送信信号生成手段とが設けられる。その結果、Bモード像などの形態画像の画質と、弾性率や弾性歪などの弾性画像の画質を共に高画質にすることができ、両方の診断に適した画像を提供することができる。

- 20 また、前記制御手段は、前記形態画像と前記弾性画像の選択に合わせて前記形態画像再構成手段と前記弾性画像再構成手段の切り替えを行うようにする。同様に、第1の送信信号生成手段と第2の送信信号生成手段の切り替えを行うようにする。

25 また、受信処理手段は、反射エコー信号の深度に応じてフィルタ特性を変えたダイナミックフィルタにより処理する前記形態画像用の第1の受信処理

手段と、前記反射エコー信号の深度にかかわらず一定のフィルタ特性を有するフィルタにより処理する前記弾性画像用の第2の受信処理手段とを有して構成することができる。この場合、前記制御手段により、計測画像に合わせて第1の受信処理手段と第2の受信処理手段の切り替えを行うことが好ましい。

また、前記制御手段は、前記形態画像と前記弾性画像の選択に合わせて、それぞれの画像のフレーム単位または被検体に照射する超音波ビーム単位で切り替えるようにすることができる。例えば、弾性画像計測の関心領域が設定された場合は、被検体に照射する超音波ビーム単位で切り替えて関心領域について超音波ビームを走査するようにすることができる。この場合、弾性画像再構成手段は、関心領域の弾性画像を再構成して、形態画像に重畳させて表示手段に表示させることができる。なお、表示手段は、形態画像と弾性画像のいずれかの画像、両者を重ね合わせた画像、両者を並べた画像を選択的に表示するようにすることができる。

また、本発明の生体組織弾性の計測方法は、超音波送信信号を生成して超音波探触子に送信するステップと、前記超音波探触子により受信される反射エコー信号を受信処理するステップと、該受信処理された受信信号に基づいて形態画像と弾性画像の少なくとも一方を再構成するステップと、前記形態画像と前記弾性画像の少なくとも一方を表示するステップと、形態画像モードと弾性画像モードを切り替えるステップと、該ステップにより切り替えられた前記弾性画像モードの計測期間において前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取得するよう制御するステップとを有して構成することができる。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の超音波診断装置の一実施の形態のブロック構成図である。
図2は、本発明の超音波診断装置と被検体との関係を示す図である。
図3～図5は、本発明の第1の実施形態の動作を説明する図である。
図6～図9は、本発明の第2の実施形態の動作を説明する図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態を添付図面に従って説明する。図1は、本発明の超音波診断装置の一実施形態のブロック構成図である。図1では、超音波送受信信号の流れを太線で示し、制御信号の流れを細線で示している。図2は、この実施形態に係る超音波診断装置と被検体との関係を示す図である。図2に示すように、被検体20は、ベッド21の上に横臥しており、その被検体20の体表に超音波探触子1を接触させて計測が実行される。弾性画像を計測するときは、超音波探触子1により被検体20の臓器等を圧迫することが可能になっている。超音波探触子1と超音波診断装置10は、探触子ケーブルで接続されている。超音波診断装置10の画像表示機器7には、例えば形態画像7aと弾性画像7bが同時に表示されるようになっている。

この超音波診断装置10は、超音波探触子1に接続された送信回路系2および受信回路系3と、この受信回路系3から出力される受信信号が入力される形態画像再構成部4および弾性画像再構成部5を備えて構成されている。形態画像再構成部4および弾性画像再構成部5により再構成された形態画像および弾性画像の各データは、表示重ね合わせ部6に入力されるようになっている。表示重ね合わせ部6により形成された画像データは画像表示機器7に入力され、表示画面に表示されるようになっている。計測制御部9は、超音波探触子1に設けられたスイッチ8から入力される指令に基づいて、送信回路系2、受信回路系3、形態画像再構成部4、弾性画像再構成部5および表示重ね合わせ部6を制御するようになっている。

超音波探触子1は、被検体20の計測対象部位との間で、超音波を送受信するものである。すなわち、超音波探触子1は、一次元または二次元に配列された複数の振動子を有して構成され、被検体20内に超音波を送信するとともに、被検体20内からの超音波の反射エコー波を受信する機能を備えている。

送信回路系2は、超音波探触子1を構成する複数の振動子を駆動して複数

のチャンネルの超音波を送信するにあたって、チャンネルごとに異なった遅延時間を与える送信フォーカス処理をした超音波信号を送信する送信手段である。この送信回路系 2 では、後述する計測制御部 9 により設定されたタイミングに従って、形態画像あるいは弾性画像に対応したそれぞれに最適の送信フォーカス処理の切替えを行うようになっている。特に、送信回路系 2 は、
5 形態画像用の超音波送信信号を生成する送信信号生成手段と、形態画像用の超音波送信信号よりも振幅が大きい超音波、波数が多い超音波、周波数が低い超音波の少なくとも一の超音波からなる弾性画像用の超音波送信信号を生成する送信信号生成手段を有して構成されている。これらの形態画像用と弾性画像用の送信信号生成手段は、計測制御部 9 の指令により切替えて用いられるようになっている。

受信回路系 3 は、超音波探触子 1 から出力される反射エコー信号の受信処理を行う受信処理手段であり、増幅処理およびフィルタ処理を行うとともに、受信フォーカス処理を行う整相手段を含んで構成されている。受信フォーカス処理は、周知のように、超音波探触子 1 の複数の振動子により受信された
15 複数チャンネルの反射エコー信号を取り込み、チャンネルごとに異なった遅延時間を与えて受信フォーカス処理、つまり整相処理を行う。特に、この実施の形態に係る受信回路系 3 においては、後述する計測制御部 9 により設定されたタイミングに従って、形態画像あるいは弾性画像に対応したそれぞれに最適の受信フォーカス処理の切替えを行うようになっている。特に、反射エコー信号の深度に応じてフィルタ特性を変えたダイナミックフィルタにより処理する形態画像用の受信処理手段と、反射エコー信号の深度にかかわらず一定のフィルタ特性を有するフィルタにより処理する弾性画像用の受信処理手段とを有して構成されている。これらの形態画像用の受信処理手段と弾性画像用の受信処理手段は、計測制御部 9 の指令により切替えて用いられる
20 ようになっている。

形態画像再構成部 4 は、受信回路系 3 から出力される受信信号に種々の演算処理を施して形態画像を生成して、表示重ね合わせ部 6 に出力する。すな

わち、形態画像再構成部 4 は、受信回路系 3 から出力される受信信号に基づいて B モード像などの形態画像を再構成する。この実施の形態では、後述する計測制御部 9 により設定された形態画像の取得時間内における受信回路系 3 からの出力を用いて形態画像を再構成する。

- 5 弾性画像再構成部 5 は、受信回路系 3 から出力される受信信号に種々の演算処理を施して弾性画像を生成して、表示重ね合わせ部 6 に出力するものである。すなわち、弾性画像再構成部 5 は、受信回路系 4 から出力される受信信号をフレームメモリ等に記憶しておき、時間間隔をおいて受信された 2 つの受信信号を相関処理して生体組織の変位量を求める。そして、求めた変位
- 10 量を微分処理することにより、各部の弾性率または弾性歪を求めて弾性画像を再構成するようになっている。求めた弾性画像は表示重ね合わせ部 6 を介して画像表示機器 7 に表示するようになっている。この実施の形態では、後述する計測制御部 9 により設定された弾性画像の取得時間内における受信回路系 3 からの出力を用いて弾性画像を再構成する。

- 15 表示重ね合わせ部 6 は、形態画像再構成部 4 および弾性画像再構成部 5 からの出力を重ね合わせ表示したり、あるいは選択して表示したり、あるいは両者を別々に表示したりするように画像を処理し、それを画像表示機器 7 に出力して表示させるものである。特に、この実施の形態においては、計測制御部 9 の指令に応じて、画像表示機器 7 への表示方法を切替えるものである。
- 20 画像表示機器 7 は、通常の CRT モニタなどで構成される。

- 計測制御部 9 は、弾性画像を取得するための弾性画像計測の実施、および形態画像を取得するための形態画像計測の実施をそれぞれ制御するように構成されている。つまり、計測制御部 9 は、超音波探触子 1 に付随したスイッチ 8 から入力される弾性診断モードの開始指令および終了指令に基づいて、
- 25 弾性画像計測と形態画像計測の切替えを行う。この切り替えは、送信回路系 2、受信回路系 3、形態画像再構成部 4、弾性画像再構成部 5 および表示重ね合わせ部 6 の動作を制御することにより行う。なお、スイッチ 8 に代えて、またはスイッチ 8 と共に、図 2 の超音波診断装置 10 に設けたスイッチ、あ

るいは図示していないフットスイッチ、キーボードなどのヒューマンインターフェース機器などを用いることができる。

ここで、計測制御部 9 により行う弾性診断モードの制御に係る第 1 の実施形態について、図 3 ～ 図 5 を参照して説明する。術者が、弾性診断を開始しようとする際、例えば、超音波探触子 1 に付随したスイッチ 8 を押してオンすると、これが弾性診断モードの開始指令として計測制御部 9 に入力される。また、スイッチ 8 を離してオフすると、これが弾性診断モードの終了指令として計測制御部 9 に入力される。これに基づいて、計測制御部 9 は弾性画像計測と形態画像計測の複合計測を行う弾性診断モードの開始と終了を制御する。一方、弾性診断モードのとき、術者は、超音波探触子 1 に付随したスイッチ 8 をオンすると同時に、超音波探触子 1 を被検者に押し付けるという動作を行う必要がある。逆に、予め超音波探触子 1 を被検者に押し付けている場合には、スイッチ 8 のオンと同時に超音波探触子 1 を引き上げるという動作を行う必要がある。なお、ここでは、超音波探触子 1 の押し付けを術者が直接行う場合について説明するが、超音波探触子 1 を機械的に押し付けたり、引き上げたりする場合は、別途用意したスイッチ 8 等のヒューマンインターフェース機器により、超音波探触子 1 を押し下げる機械を用いて超音波探触子 1 を被検者に押し付けたり、あるいは、被検体に超音波探触子 1 を予め押し付けておいて引き上げると共に、弾性診断モードの開始および終了を制御するようにしてもよい。

計測制御部 9 は、弾性診断モードの開始指令が入力されると、その終了指令が入力されるまでの間、つまり弾性診断モードの期間において、形態画像と弾性画像を選択的に計測するように、各部を切り替え制御する。例えば、図 3 に示すように、形態画像 3 2 の扇形の計測領域の中に弾性画像 3 3 の扇形の計測領域（関心領域）が設定されているものとする。同図において、B-start は形態画像計測の走査開始位置を、B-end は形態画像計測の走査終了位置をそれぞれ示し、超音波ビームの走査は図示矢印 3 1 に示す方向に行われるものとする。また、S-start は弾性画像計測の走査開始位置を、S

—end は弾性画像計測の走査終了位置をそれぞれ示す。図において、B は形態画像計測に対応し、S は弾性画像計測に対応する。

図 3 のような画像を取得するための計測制御部 9 の動作のタイミングチャートを図 4 に示す。同図においては、図の上から順に、「スイッチ (8)」、「超音波走査位置」、「送受信シーケンス」、「超音波送信波数」、「超音波受信」の動作状態の変化がそれぞれ示されている。なお、横軸は走査回数を示し、B は形態画像計測に対応し、S は弾性画像計測に対応し、添え字の s は開始を、e は終了をそれぞれ表している。

術者が超音波探触子 1 のスイッチ 8 を押してオンすると、計測制御部 9 は図 4 のタイミングチャートおよび図 5 に示すフローチャートに従って、弾性診断モードの計測制御をスタートする。本実施形態では、スイッチ 8 がオンされている弾性診断モードの期間において、例えば、形態画像計測の送受信シーケンス B と、弾性画像計測の送受信シーケンス S が、画像フレーム単位で予め設定された手順で切り替えて実行される。つまり、B—start から B—end までの走査、および S—start から S—end までの走査をそれぞれ単位として、切り替え実行される。図示例では、形態画像計測 B を 1 フレーム実行した後、弾性画像計測 S を 1 フレーム実行し、その後、形態画像計測 B を 2 フレーム実行した後、弾性画像計測 S を 1 フレーム実行する例を示している。しかし、本発明は図 4 の繰り返し割合に限定されるものではない。

このタイミングチャートに従って、計測制御部 9 は、送信回路系 2、受信回路系 3、形態画像再構成部 4、弾性画像再構成部 5、表示重ね合わせ部 6 をそれぞれ切り替え制御する。まず、弾性診断モードが開始されると、予め設定された弾性画像 3 3 の計測を行う関心領域の位置を取り込む。そして、関心領域について、弾性画像計測の開始位置 (S—start) と終了位置 (S—end) を設定する。次いで、図 4 のタイミングチャートに従って、形態画像計測の走査を開始する。このとき、送信回路系 2 に形態画像計測に適した超音波送信信号 (図 4 例では 1 波送信) に切り替える指令を出力する。また、受信回路系 3 にダイナミックフィルタによる受信処理に切替える指令を出力し、

形態画像再構成部 4 に入力される受信信号に基づいて形態画像を再構成させる指令を出力する。このようにして、形態画像計測の走査を 1 回終了したタイミングにおいて、弾性画像計測に切り替える。この切り替えは、超音波送信信号を弾性画像計測に適した超音波送信信号（図 4 の例では 2 波送信）に切り替える指令を送信回路系 2 に出力する。また、受信回路系 3 には固定フィルタによる受信処理に切り替える指令を出力し、弾性画像再構成部 5 に入力される受信信号に基づいて弾性画像を再構成する指令を出力する。ただし、実際の弾性画像計測の走査は、図 3 の S - start から S - end の間で行う。このようにして、図 4 に示すように、送受信シーケンスが B - S - B - B - S - B - B ... の順に選択されて実行される。なお、弾性画像再構成部 5 は、図 4 の 2 回目と 5 回目の走査で取得された時間間隔を有する 2 つの受信信号を相関処理して生体組織の変位量を求め、求めた変位量に基づいて弾性率または弾性歪を求めて弾性画像を再構成する。このように、弾性画像計測に必要な 2 回の計測走査の間に、形態画像計測の走査を 2 回実行するようにしたことから、その間に生体組織の変位量が大きくなるので、弾性率等の計測精度が向上する。

一方、計測制御部 9 は、表示重ね合わせ回路 6 に対して、形態画像再構成部 4 と弾性画像再構成部 5 にて新しく作成された形態画像と弾性画像を、選択的に画像表示機器 7 に対して表示させるように制御する。形態画像再構成部 4 と弾性画像再構成部 5 には、それぞれ再構成された画像を格納するフレームメモリが備えられている。形態画像と弾性画像の表示制御に際し、計測制御部 9 は、形態画像再構成部 4 に対しては、弾性画像データの取得時間中は受信回路系 3 にて整相処理された弾性画像用の受信信号を入力せずに、その間は、以前に取得してフレームメモリに格納されている形態画像データを用いた形態画像を、画像表示機器 7 に表示させるよう出力を制御する。また、弾性画像再構成部 5 に対しては、形態画像データ取得時間中は、受信回路系 3 にて整相処理された形態画像用の受信信号を取り込まないように指示するとともに、その間は、以前に取得してフレームメモリに格納されている弾性

画像用データを用いた弾性画像を、画像表示機器 7 に表示させるよう出力を制御する。このようにして、形態画像計測および弾性画像計測において、それぞれの画像処理に最適な送信および受信処理が実行されることになる。そして、スイッチ 8 がオフされると、弾性診断モードの計測を終了する。なお、

- 5 再びスイッチ 8 がオンされるまで、例えば、形態画像計測を繰り返し行って最新の形態画像を画像表示機器 7 に表示すると共に、弾性画像については以前に取得した弾性画像を画像表示機器 7 に表示するように制御することができる。

- 図 4 のタイミングチャートに示した計測制御を実現する計測制御部 9 の制御動作を図 5 に示したフローチャートを用いて説明する。まず、ステップ S 5 1 では、超音波走査終了か否かの判定を行い、否 (no) 場合はステップ S 5 2 に進み、終了 (yes) の場合は直ちに超音波走査処理を終了する。

- ステップ S 5 2 では、現在の時間が弾性画像計測、つまり弾性画像計測 S の期間であるか否かの判定を行い、yes の場合はステップ S 5 8 に進み、no の場合はステップ S 5 3 に進む。ステップ S 5 3 では、前のステップ S 5 2 で現在の時間が弾性画像計測 S の期間でないと判定されたので、形態画像の取得を開始するために、形態画像の取得位置レジスタに B-start を格納する。ステップ S 5 4 では、形態画像の取得位置レジスタの値が B-end、すなわち形態画像の最終取得位置であるか否かの判定を行う。この判定が、yes の場合はステップ S 5 7 に進み、形態画像データの取得を終了してステップ S 5 1 にリターンし、no の場合はステップ S 5 5 に進む。ステップ S 5 5 では、形態画像取得位置レジスタの値を 1 だけインクリメントする。つまり、超音波ビームラインアドレスを走査方向に 1 つずらす。ステップ S 5 6 では、形態画像計測用の超音波送信信号として、例えば 1 波送信を行うとともに、ダイナミックフィルタを用いた受信信号処理を行い、形態画像計測
25 を実行してステップ S 5 4 にリターンする。このように、ダイナミックフィルタを用いて受信信号処理を行うことによって、受信深度に応じて受信周波数を可変とし、形態画像の取得に適した超音波送受信を行うようにしている。

ステップS 5 4～ステップS 5 6の処理によって、B-start の位置から走査方向3 1に沿って形態画像3 2の走査が行われ、B-end の位置まで形態画像3 2の取得が行われる。

- 5 ステップS 5 8では、前のステップS 5 2で現在の時間が弾性画像取得時間(S)の期間であると判定されたので、弾性画像計測を開始するために、弾性画像の取得位置レジスタにS-start を格納する。ステップS 5 9では、弾性画像の取得位置レジスタの値がS-end、すなわち弾性画像の最終取得位置であるか否かの判定を行う。この判定が、y e sの場合はステップS 5 Cに進み、弾性画像データの取得を終了してステップS 5 1にリターンし、n
- 10 oの場合はステップS 5 Aに進む。ステップS 5 Aでは、弾性画像の取得位置レジスタの値を1だけインクリメントする。つまり、超音波ビームラインアドレスを走査方向に1つずらす。ステップS 5 Bでは、弾性画像計測用の超音波送信信号として、例えば、2波送信を行うとともに、固定フィルタを用いた受信信号処理を行い、弾性画像計測による弾性画像取得処理を実行し、
- 15 ステップS 5 9にリターンする。2波送信を行うことによって、弾性画像計測に適した超音波送信を行い、固定フィルタを用いて超音波受信を行うことによって、受信周波数を一定とし、弾性画像の取得に適した超音波送受信を行うようにしている。ステップS 5 9～ステップS 5 Bの処理によって、S
- 20 -s t a r tの位置から走査方向3 1に沿って弾性画像3 3の走査が行われ、S-e n dの位置まで弾性画像3 3の取得が行われる。図3の例では、弾性画像3 3の中に疾患部位3 4が表示されている。弾性画像3 3の取得が終了したら、再び、ステップS 5 1の判定を行い、その結果に応じて形態画像3 2又は弾性画像3 3の取得処理が実行される。術者がスイッチ8を開放(スイッチオフ)すると、再びスイッチ8を押すまでは、形態画像を取得する単
- 25 独計測モードの処理動作に移行する。

上述の実施の形態のように、送信回路系2に形態画像用の超音波送信信号を生成する送信信号生成手段と、形態画像用の超音波送信信号よりも超音波の波数が大きい弾性画像用の超音波送信信号を生成する送信信号生成手段と

を設けたことから、形態画像計測と弾性画像計測を各々独立した適切な超音波の送信条件で計測を行うことが可能となった。その結果、形態画像と弾性画像の両者に最適な超音波画像を再構成して表示でき、診断に適した画像を術者に提供することができる。また、弾性診断モードの期間において、形態

5 画像計測と弾性画像計測を選択的に制御することにより、両画像を高画質化することができる。

また、受信回路系 3 に、反射エコー信号の深度に応じてフィルタ特性（周波数特性）を変えたダイナミックフィルタにより処理する形態画像用の受信処理手段と、反射エコー信号の深度にかかわらず一定のフィルタ特性を有す

10 るフィルタにより処理する弾性画像用の受信処理手段とを設けて切り替えるようにしたことから、形態画像の画質を一層向上することができる。

なお、上述の第 1 の実施形態では、弾性画像データ取得時に多波数の超音波送信信号を用いて弾性画像に係る受信信号の信号強度を上げるようにする場合について説明したが、これに代えて大振幅の超音波送信を用いによ

15 してもよい。また、周波数の低い超音波送信信号（例えば、形態画像計測用が 10 MHz で、弾性画像計測用が 7.5 MHz）を用いてもよい。また、多波数の超音波、大振幅の超音波、および低い周波数の超音波を適宜組み合わせ用いるようにしてもよい。すなわち、通常、生体組織の変位量は微小であることから、特に硬い部分の検出精度を高めるには、形態画像を取得す

20 るための超音波よりも、大振幅または多波数の超音波、あるいは周波数が低い超音波で行うことが望ましいからである。逆に、形態画像を取得する計測を、大振幅の超音波で行うと受信信号が過大な超音波受信信号となり、または多波数の超音波で行うと距離分解能が低下する場合がある。

次に、計測制御部 9 により行う弾性診断モードの制御に係る第 2 の実施形態について、図 6～図 9 を参照して説明する。図 6 は、動作のタイミングチャートであり、図 7～図 9 は、図 6 の動作の詳細を示すフローチャートである。図 6 は、図 4 と同様に、図の上から順に、「スイッチ（8）」、「超音波走査位置」、「送受信シーケンス」、「超音波送信波数」、「超音波受信」の各状態

25

の変化が示されている。また、横軸は走査回数を示し、D Fはダイナミックフィルタ、F Fは固定フィルタをそれぞれ示し、その他の記号の意味は図4と同じである。本実施形態が図4と異なる点は、弾性診断モードの期間における形態画像計測と弾性画像計測の選択切り替えを、画像のフレーム単位ではなく、超音波ビーム単位で行うようにしたことにある。

図6に示すように、形態画像計測Bのときは送信回路系2から1波数の超音波送信信号が出力され、受信回路系3においてはダイナミックフィルタ(D F)を用いて受信処理が実行される。一方、弾性画像計測Sのときは送信回路系2から2波数の超音波送信信号が出力され、受信回路系3においては固定フィルタ(F F)を用いて受信処理が実行される。これによって、形態画像計測および弾性画像計測は、それぞれの画像処理に最適な送信および受信処理が実行されることになる。

計測制御部9は、弾性画像計測Sおよび形態画像計測Bにおいて、超音波ビームの走査位置を変えながら弾性画像計測と形態画像計測を繰り返し実行する。なお、弾性画像再構成部5は、図6の1回目とn回目の走査で取得された時間間隔を有する2つの受信信号を相関処理して生体組織の変位量を求め、求めた変位量に基づいて弾性率または弾性歪を求めて弾性画像を再構成する。また、スイッチ8の指令により弾性診断モードの計測を終了すると、再びスイッチ8がオンされるまで、形態画像データの取得および従前に取得表示した弾性画像と、最新の形態画像を画像表示機器7に表示するように制御する。

さらに、図7～図9に示したフローチャートに沿って、詳細に説明する。術者が超音波探触子1のスイッチ8を押してスイッチオンすると、図7の超音波走査開始処理がスタートする。そして、ステップS71では、超音波走査終了か否かの判定を行い、そうでない(n o)場合はステップS72に進み、終了(y e s)の場合は直ちに超音波走査処理を終了する。

ステップS72では、現在の走査位置レジスタの値がB - s t a r t以上で、S - s t a r t未満の位置であるか否かの判定を行い、y e sの場合は

ステップS 7 3に進み、n oの場合は次のステップS 7 4に進む。ステップS 7 3では、図8の形態画像取得ルーチンが実行される。形態画像取得ルーチンは、形態画像計測モードに適した超音波送信信号として、例えば、1波送信を行うとともに、ダイナミックフィルタを用いた受信信号処理を行い、

5 形態画像計測モードによる形態画像取得処理を実行し、走査位置レジスタの値を1だけインクリメントして、図7のステップS 7 1にリターンする。以後、走査位置レジスタの値がB - s t a r tからS - s t a r tに達するまで、ステップS 7 3の形態画像取得ルーチンを実行し、形態画像データを取得する。

10 ステップS 7 4では、現在の走査位置レジスタの値がS - s t a r t以上で、S - e n d以下の位置であるか否かの判定を行い、y e sの場合はステップS 7 5に進み、n oの場合は次のステップS 7 6に進む。ステップS 7 5では、図9の弾性画像・形態画像取得ルーチンが実行される。弾性画像・形態画像取得ルーチンは、弾性データを取得し、取得後は、形態画像データの取得が実施され、所定の間隔後、再び、弾性画像走査を行うという動作を

15 繰り返し実行する。つまり、関心領域に対応する形態画像3 3の領域においては、超音波ビームラインアドレスごとに、形態画像計測モードと弾性画像計測モードとを切り替えて複合計測を実行するようになっている。弾性画像・形態画像取得ルーチンでは、弾性画像計測に適した超音波送信信号として、例えば、2波送信を行うとともに、受信信号の処理は固定フィルタを用

20 いる。また、形態画像計測に適した超音波送信信号として、例えば、1波送信を行うとともに、受信信号の処理はダイナミックフィルタを用いた処理を実行する。次いで、走査位置レジスタの値を1だけインクリメントして、図7のステップS 7 1にリターンする。以後、走査位置レジスタの値がS - s

25 t a r tからS - e n dに達するまでは、ステップS 7 5の弾性画像・形態画像取得ルーチンを実行し、形態画像の走査と弾性画像の走査を交互に繰り返して画像を取得する。

ステップS 7 6では、現在の走査位置レジスタの値がS - e n dより大き

くて、B - e n d以下の位置であるか否かの判定を行い、y e sの場合はステップS 7 7に進み、n oの場合は次のステップS 7 1にリターンする。すなわち、S - e n dの位置まで弾性画像走査が終了したならば、B - e n dの位置まで形態画像のデータ取得を繰り返す。ステップS 7 7では、図8の

5 形態画像取得ルーチンが実行される。形態画像取得ルーチンは、形態画像計測に適した超音波送信信号として、例えば、1波送信を行うとともに、ダイナミックフィルタを用いた受信処理を実行し、走査位置レジスタの値を1だけインクリメントして、図7のステップS 7 1にリターンする。以後、走査位置レジスタの値がS - e n dからS - s t a r tに達するまで、ステップ

10 S 7 7の形態画像取得ルーチンを実行し、形態画像32を取得する。

そして、再び、術者がスイッチ8を押し下げるまで、B - s t a r tからB - e n dまで形態画像データの取得が行われる。術者がスイッチ8を再び押し下げたならば、最初にもどり、B - s t a r tの位置より形態画像の走査からの一連の動作を繰り返すものである。

15 以上説明したように、第2の実施形態によれば、第1の実施形態と同様の効果が得られる。

請求の範囲

1. 被検体との間で超音波の送受信を行う超音波探触子と、超音波送信信号を生成して前記超音波探触子に送信する手段と、前記超音波探触子により受信される反射エコー信号を受信処理する手段と、該受信処理手段により処理された受信信号に基づいて形態画像を再構成する手段と、前記受信処理手段により処理された受信信号に基づいて弾性画像を再構成する手段と、前記形態画像と前記弾性画像を表示する手段と、形態画像モードと弾性画像モードを切り替える手段と、該モード切替え手段により切り替えられた前記弾性画像モードの計測期間において前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取得するよう制御する手段を有してなる超音波診断装置。
2. 前記制御手段は、前記形態画像と前記弾性画像の選択に合わせて前記形態画像再構成手段と前記弾性画像再構成手段の切り替えを行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
3. 前記送信手段は、前記形態画像用の超音波送信信号を生成する第 1 の送信信号生成手段と、前記形態画像用の超音波送信信号よりも振幅が大きい超音波、波数が多い超音波、周波数が低い超音波の少なくとも一の超音波からなる前記弾性画像用の超音波送信信号を生成する第 2 の送信信号生成手段とを有してなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
4. 前記制御手段は、前記形態画像と前記弾性画像の選択に合わせ、前記第 1 の送信信号生成手段と前記第 2 の送信信号生成手段を切り替えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。
5. 前記受信処理手段は、前記反射エコー信号の深度に応じてフィルタ特性を変えたダイナミックフィルタにより処理する前記形態画像用の第 1 の受信処理手段と、前記反射エコー信号の深度にかかわらず一定のフィルタ特性を有するフィルタにより処理する前記弾性画像用の第 2 の受信処理手段とを有してなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
6. 前記制御手段は、前記形態画像と前記弾性画像の選択に合わせて、前

記第 1 の受信処理手段と前記第 2 の受信処理手段の切り替えを行うことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

7. 前記制御手段は、前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取得する制御を、それぞれの画像のフレーム単位で行うことを特徴とする請求項 1 に記載の
5 超音波診断装置。

8. 前記制御手段は、前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取得する制御を、前記被検体に照射する超音波ビーム単位で行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

9. 前記制御手段は、設定された関心領域について、前記形態画像と前記
10 弾性画像を選択的に取得する制御を、前記被検体に照射する超音波ビーム単位で切り替えて前記超音波ビームを走査させ、

前記弾性画像再構成手段は、前記関心領域の前記弾性画像を再構成して、前記形態画像に重畳させて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10. 前記制御手段は、前記モード切替え手段から前記弾性画像モードの計測開始指令が入力されてから計測終了指令が入力されるまで、前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取得する制御を、それぞれの画像のフレーム単位または前記被検体に照射する超音波ビーム単位で切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20 11. 前記表示手段は、前記形態画像と前記弾性画像のいずれかの画像、両者を重ね合わせた画像、両者を並べた画像を選択的に表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

12. 前記モード切替え手段は、前記超音波探触子に設けられたスイッチ、装置本体に設けられたスイッチ、フットスイッチ、キーボード等のヒューマンインターフェース機器の少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 に記載の
25 超音波診断装置。

13. 超音波送信信号を生成して超音波探触子に送信するステップと、前記超音波探触子により受信される反射エコー信号を受信処理するステップと、該

受信処理された受信信号に基づいて形態画像と弾性画像の少なくとも一方を再構成するステップと、前記形態画像と前記弾性画像の少なくとも一方を表示するステップと、形態画像モードと弾性画像モードを切り替えるステップと、該ステップにより切り替えられた前記弾性画像モードの計測期間において前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取得するよう制御するステップとを有してなる生体組織弾性の計測方法。

14. 前記送信ステップで生成される前記弾性画像用の前記超音波送信信号は、前記形態画像用の超音波送信信号よりも振幅が大きい超音波、波数が多い超音波、周波数が低い超音波の少なくとも一の超音波からなることを特徴とする請求項13に記載の生体組織弾性の計測方法。

15. 前記受信処理ステップは、前記反射エコー信号の深度に応じてフィルタ特性を変えたダイナミックフィルタにより処理する前記形態画像用の第1の受信処理と、前記反射エコー信号の深度にかかわらず一定のフィルタ特性を有するフィルタにより処理する前記弾性画像用の第2の受信処理とを切り替えて実行することを特徴とする請求項13または14に記載の生体組織弾性の計測方法。

16. 前記制御ステップは、前記形態画像計測用と前記弾性画像計測用の前記超音波送信信号を、それぞれの画像のフレーム単位で切り替えることを特徴とする請求項13に記載の生体組織弾性の計測方法。

17. 前記制御ステップは、前記形態画像計測用と前記弾性画像計測用の前記超音波送信信号を、前記被検体に照射する超音波ビーム単位で切り替えることを特徴とする請求項13に記載の生体組織弾性の計測方法。

18. 前記制御ステップは、設定された関心領域について前記弾性画像計測の前記超音波送信信号による超音波ビームを走査し、

前記画像再構成ステップは、前記関心領域の前記弾性画像を再構成して、前記形態画像に重畳させて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項13に記載の生体組織弾性の計測方法。

19. 前記制御ステップは、弾性画像モードの計測開始指令が入力されてから計測終了指令が入力されるまで、前記形態画像と前記弾性画像を選択的に取

得する制御を、それぞれの画像のフレーム単位または前記被検体に照射する超音波ビーム単位で切り替えることを特徴とする請求項 1 3 に記載の生体組織弾性の計測方法。

20. 前記弾性画像モードの計測開始指令と終了指令は、前記超音波探触子に設けられたスイッチ、装置本体に設けられたスイッチ、フットスイッチ、キーボード等のヒューマンインターフェース機器の少なくとも 1 つから入力されることを特徴とする請求項 1 3 に記載の生体組織弾性の計測方法。
- 5

図1

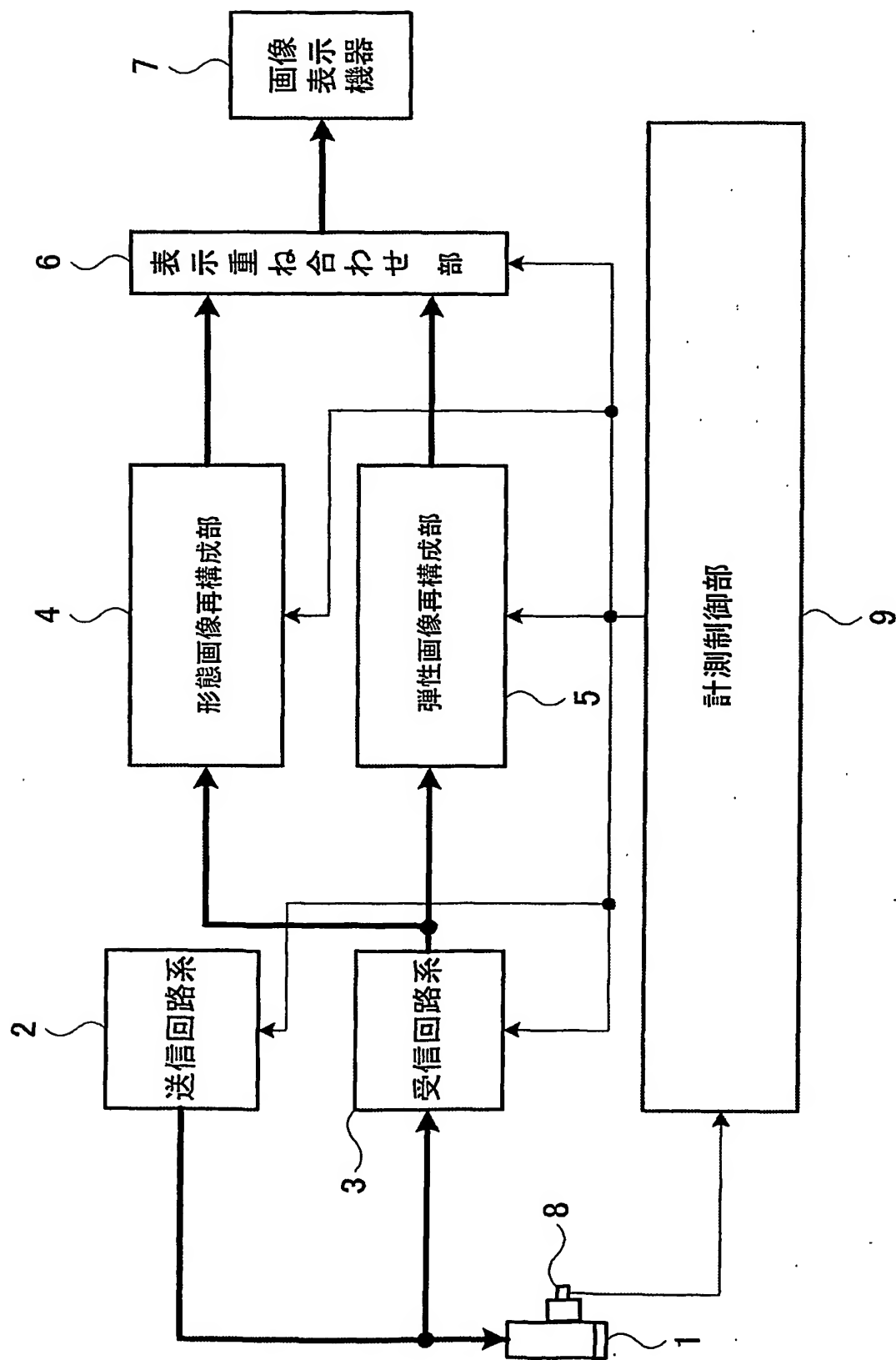


図2

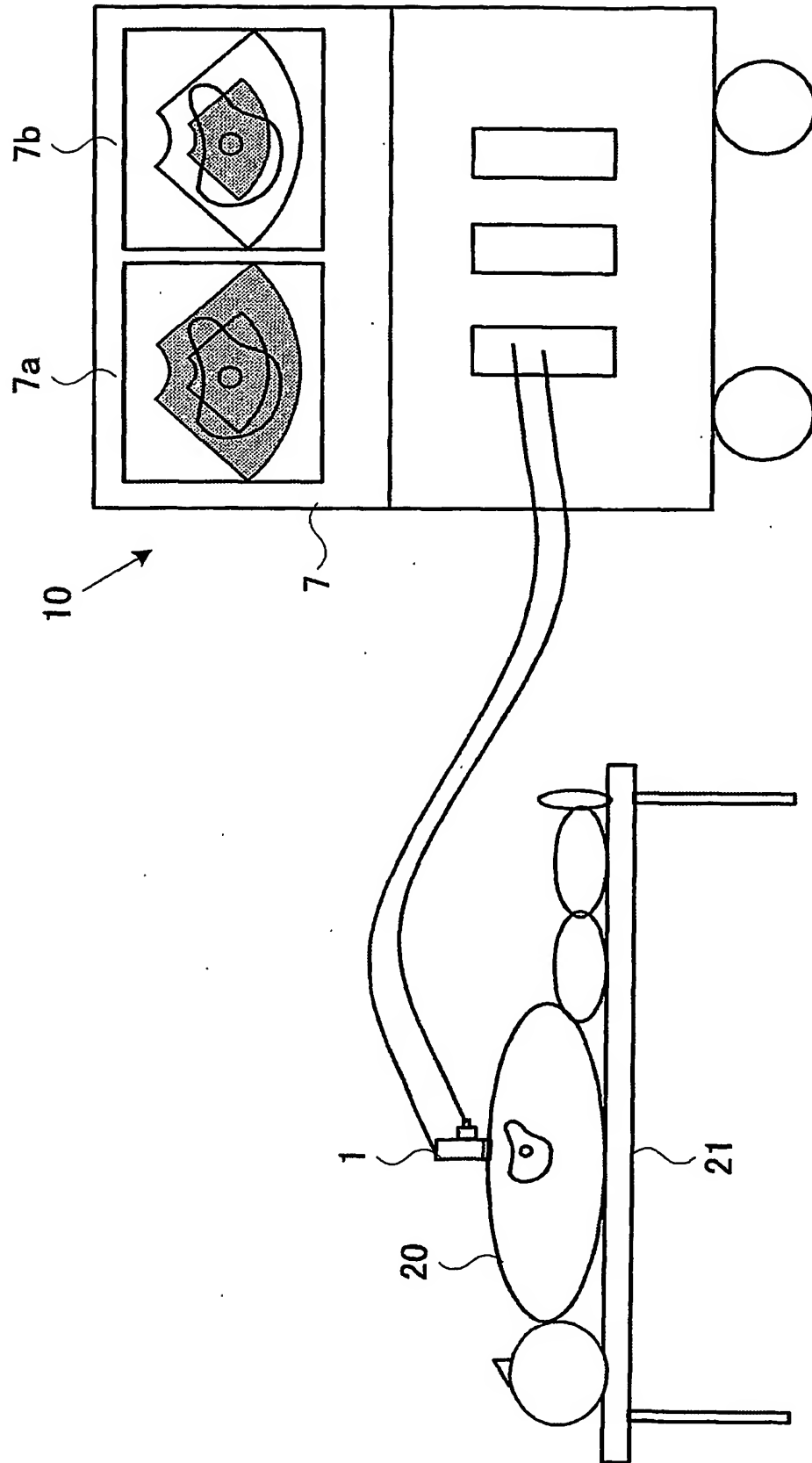


図3

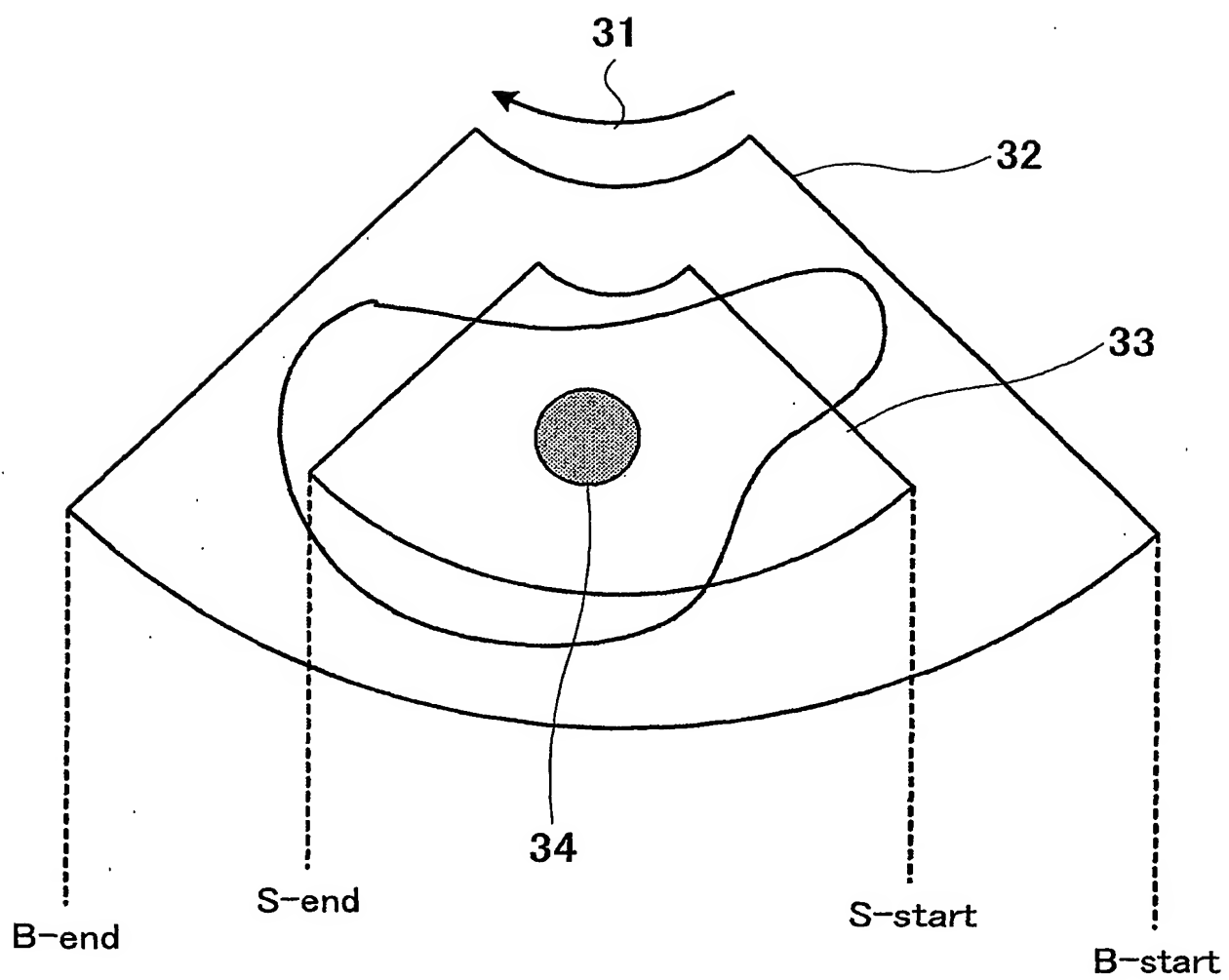
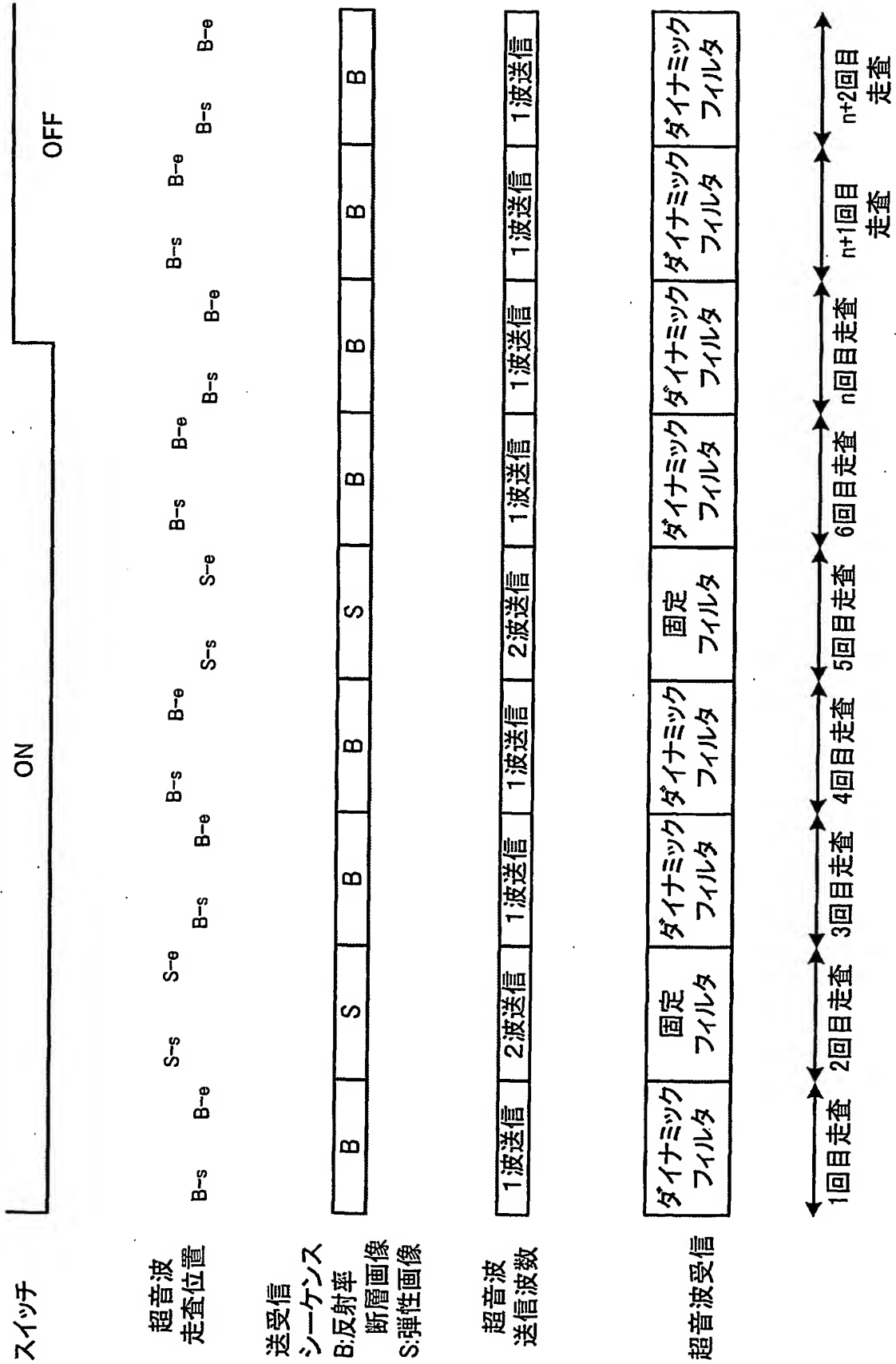


図4



5/8

図5

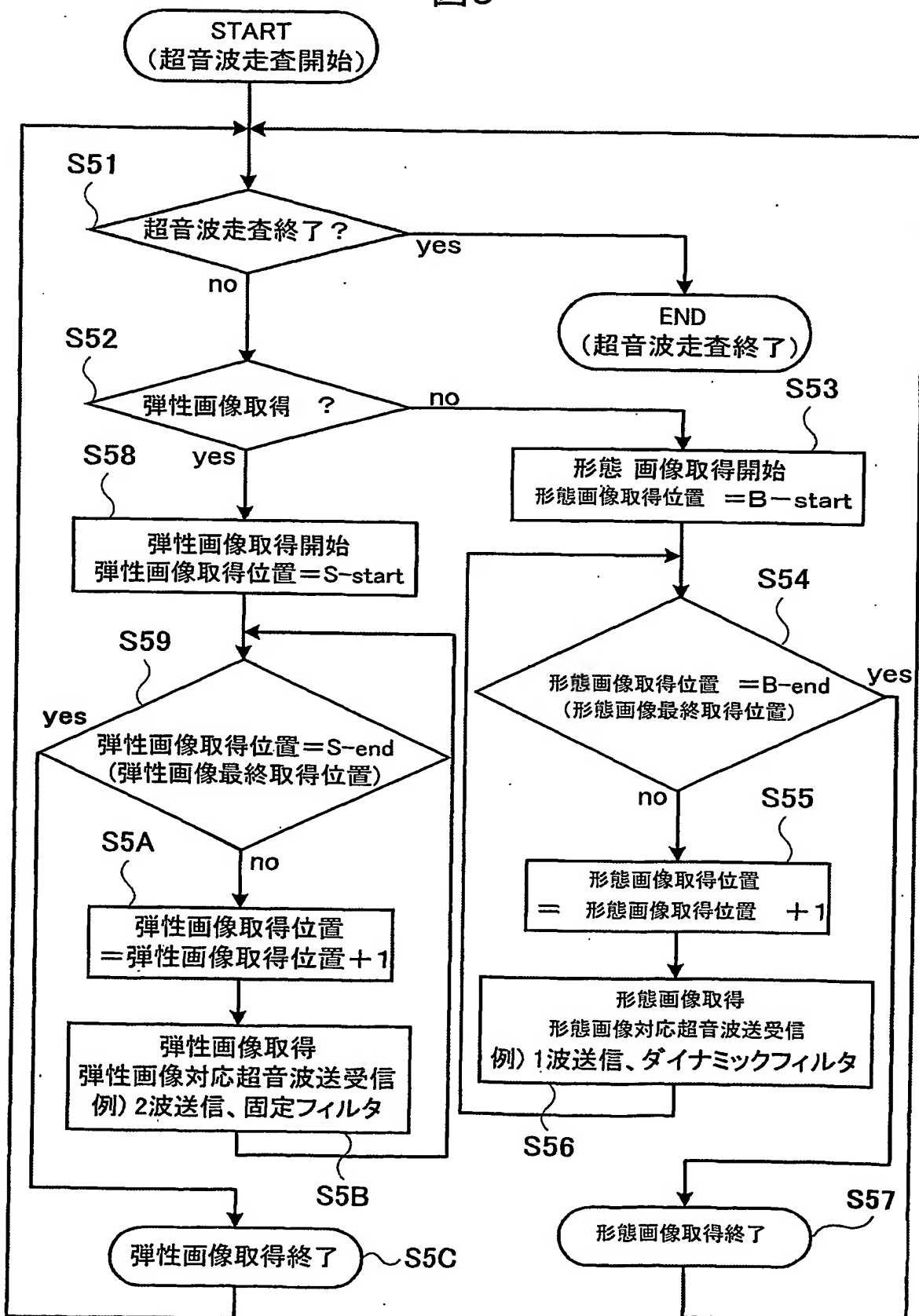
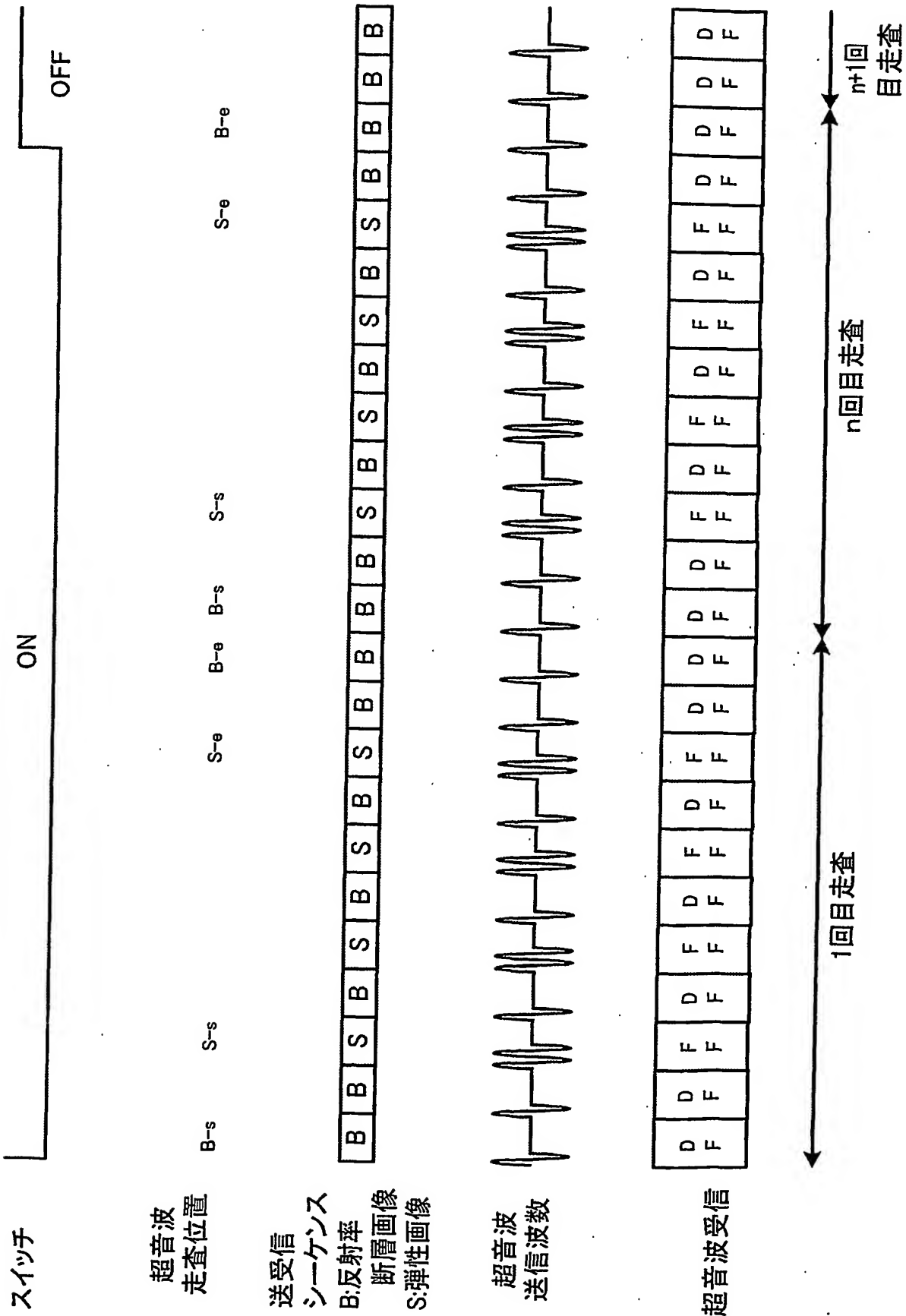
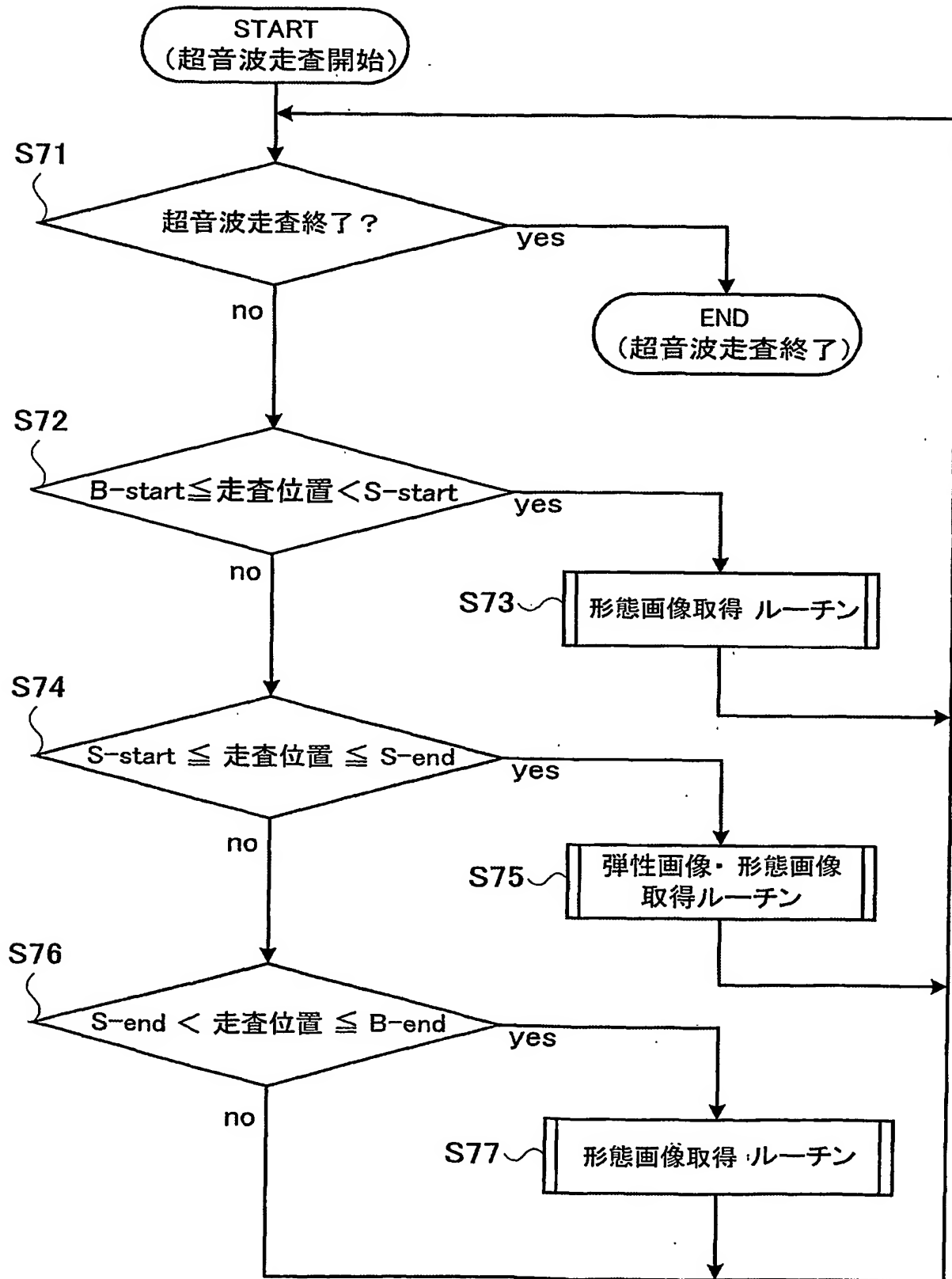


図6



7/8

図7



8/8

図8

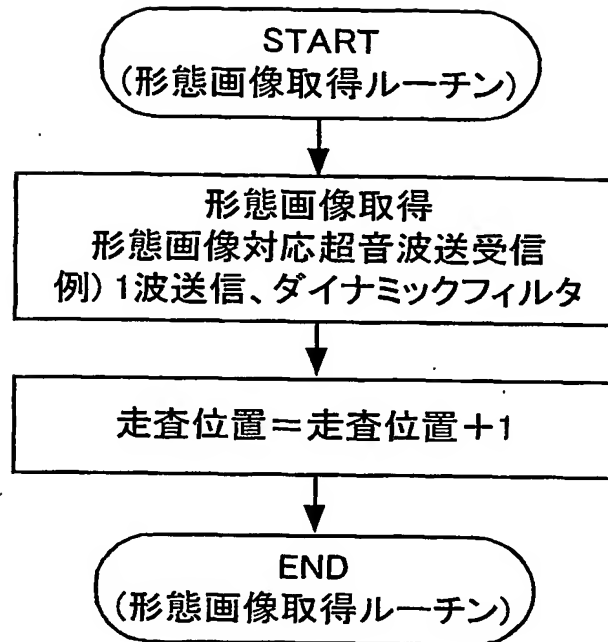
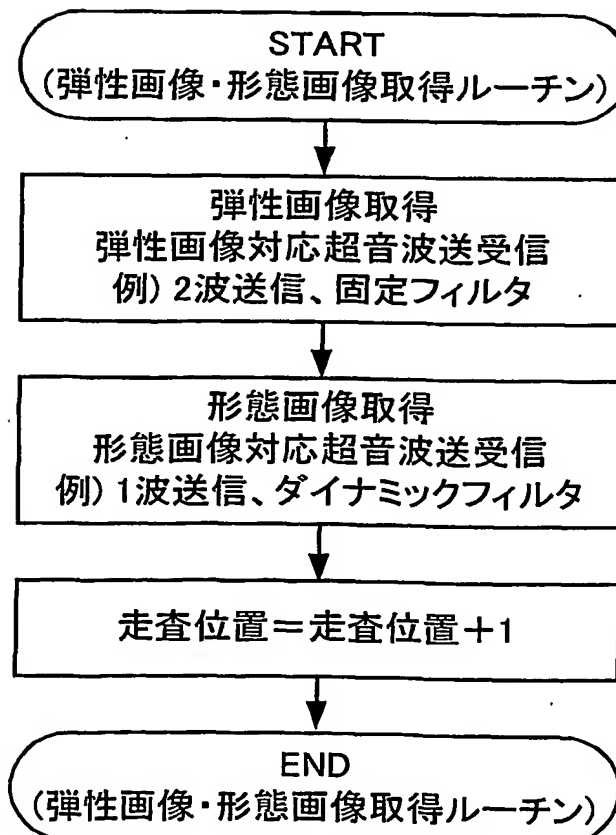


図9



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/JP03/13771

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 7-303644 A (Fujitsu Ltd.), 21 November, 1995 (21.11.95), Full text; all drawings & DE 19500856 A1 & US 5462058 A	1, 2, 11, 12
P, X	JP 2003-111759 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC), 15 April, 2003 (15.04.03), Full text; all drawings & DE 10238747 A1	1, 2, 11, 12
A	JP 2001-70303 A (GE Vingmed Ultrasound AS), 21 March, 2001 (21.03.01), Full text; all drawings & EP 1079240 A2 & US 6352507 B1	1, 2, 11, 12

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
24 February, 2004 (24.02.04)

Date of mailing of the international search report
09 March, 2004 (09.03.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 13-20

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The inventions of claims 13-20 relate to diagnostic methods practiced on the human body and do not require search by the International Search Authority under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to the inventions of claims 1-12 is a technical feature disclosed in claim 1. However, the search has revealed that the technical feature of claim 1 is not novel since it is disclosed in document JP 7-303644 A (Fujitsu Ltd.), 21 November, 1995 (21.11.95). Accordingly, the technical feature of claim 1 cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, it is obvious that the inventions of claims 1, 2, 11, 12, the inventions of claims 3, 4, the inventions of claims 5, 6, the inventions of claims 7, 10, and the inventions of claims 8, 9 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2, 11, 12

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/08

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2003年

日本国実用新案登録公報 1996-2003年

日本国登録実用新案公報 1994-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 7-303644 A (富士通株式会社) 1995. 11. 21 全文、全図 &DE 19500856 A1 &US 5462058 A	1, 2, 11, 12
P, X	JP 2003-111759 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2003. 04. 15 全文、全図 &DE 10238747 A1	1, 2, 11, 12

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

24. 02. 2004

国際調査報告の発送日

09. 3. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙

2W

3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2001-70303 A (ジ-イ-ウイングメト・ウルトラサント・エイ エス) 2001. 03. 21 全文、全図 &EP 1079240 A2 &US 6352507 B1	1, 2, 11, 12

第 I 欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第 1 ページの 2 の続き)

法第 8 条第 3 項 (PCT 17 条 (2) (a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 13-20 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
請求の範囲 13-20 に記載される発明は、人の身体の治療方法と認められるので、PCT 第 17 条 (2) (a) (i) 及び PCT 規則 39.1 (iv) の規定により、この国際調査期間が調査を要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であって PCT 規則 6.4(a) の第 2 文及び第 3 文の規定に従って記載されていない。

第 II 欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第 1 ページの 3 の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲 1-12 に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲 1 に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲 1 に記載される事項は、文献 JP 7-303644 A (富士通株式会社) 1995.11.21 に開示される事項であることが明らかとなった。したがって、請求の範囲 1 に記載される事項は、PCT 規則 13.2 の第 2 文の意味における特別な技術的特徴であるとは認められない。
よって、請求の範囲 1、2、11、12 に記載される発明、請求の範囲 3、4 に記載される発明、請求の範囲 5、6 に記載される発明、請求の範囲 7、10 に記載される発明、請求の範囲 8、9 に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことが明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 1, 2, 11, 12

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。